

Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Pneumologie und Beatmungsmedizin zum Tragen von FFP und chirurgischen Masken für die Bevölkerung

Dominic Dellweg¹, Philipp M. Lepper², Dennis Nowak³, Thomas Köhnlein⁴, Ulrike Olgemöller⁵, Michael Pfeifer^{6, 7, 8}

- 1 Fachkrankenhaus Kloster Grafschaft GmbH, Akademisches Lehrkrankenhaus der Philipps-Universität Marburg, Schmallenberg Grafschaft
- 2 Innere Medizin V – Pneumologie, Allergologie, Beatmungs- und Umweltmedizin, Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
- 3 Klinikum der Universität München, Institut und Poliklinik für Arbeits-, Sozial- und Umweltmedizin, LMU München, Mitglied des Deutschen Zentrums für Lungenforschung (DZL)
- 4 Pneumologisches Facharztzentrum Teuchern, Markt 7, 08882 Teuchern
- 5 Klinik für Kardiologie und Pneumologie, Universitätsmedizin Göttingen, Georg-August-Universität, Göttingen
- 6 Klinik und Poliklinik für Innere Medizin II, Universitätsklinik Regensburg
- 7 Abteilung für Pneumologie, Fachklinik für Lungenerkrankungen Donaustauf
- 8 Krankenhaus Barmherzige Brüder, Klinik für Pneumologie und konservative Intensivmedizin, Regensburg

Die Deutsche Gesellschaft für Pneumologie und Beatmungsmedizin e.V. (DGP) begrüßt die Initiative von Bund und Ländern, Mund-Nasen-Bedeckungen als wirkungsvollen Schritt zum Infektionsschutz mit in den Vordergrund zu stellen. Der Beschluss vom 19.01.2021 verpflichtet die Bürger und Bürgerinnen zum Tragen von medizinischen Masken in öffentlichen Verkehrsmitteln sowie in Geschäften¹. Dazu formuliert die wissenschaftliche Fachgesellschaft folgende Stellungnahme.

Hintergrund:

Das Sars-CoV-2 Virus wird hauptsächlich durch Inhalation Viren-tragender Partikel übertragen². Man geht momentan davon aus, dass in etwa 1000 Viren erforderlich sind, um eine Infektion beim Menschen auszulösen³. Diese Zahl kann bei den neu aufgetretenen Virusmutationen ggf. auch niedriger sein⁴. Ein Mund-Nasen-Schutz kann in Abhängigkeit von seiner Filterleistung die Anzahl inhalierter und exhalierter Partikel reduzieren. Dies gilt nur für filtrierende Masken, nicht aber für Schutzschilde oder Visiere. Letztere leiten die Luft lediglich um, führen aber zu keiner Abscheidung von Aerosolen. Die Filterleistung einer Maske wird bestimmt durch den Wirkungsgrad (die Filterleistung) des Maskengewebes und den Anteil der Luft, der beim Einatmen das Filtermedium nicht durchströmt (die sogenannte Leckage). Drewnick et al. konnten zeigen, dass eine Leckage, die lediglich 1 % der Filterfläche des Maskentuches ausmacht, die Filterleistung auf etwa 50 % reduziert⁵. Der Luftstrom sucht sich dabei immer den Weg des geringsten Widerstandes. Besteht eine Leckage, so geht umso mehr Luft durch diese Leckage je höher der Strömungswiderstand der Maske ist, da

sich Widerstand und Strömung umgekehrt proportional zueinander verhalten. Eine ideale Maske hat daher folgende Eigenschaften:

Seite 2 | 9

1. Hohe Filterleistung des Maskengewebes für respirable Partikel
2. Geringer Luftwiderstand des Maskengewebes
3. Guter Abschluss am Gesicht mit geringer Leckage bei Ein- und Ausatmung.

Bauart, Funktionsweise, Normierung und Prüfverfahren von FFP-Masken

Vereinfacht betrachtet kommen zwei Mechanismen zum Tragen, die für die Filterleistung einer Maske von Bedeutung sind:

1. Die Trägheit der Partikel und Aerosole: Das Maskenvlies von FFP-Masken wird in der Regel im sogenannten Melt-Blow-Verfahren hergestellt. Dabei wird Kunststoffgranulat (Polypropylen) geschmolzen und durch winzige Düsen gepresst. So entstehen feine Kunststofffasern, die durch schnelle, heiße Luftströme zu noch kleineren Filamenten verformt werden. Aus diesen Filamenten bildet sich dann das Vliesmaterial, welches unter dem Mikroskop aus einem dreidimensionalen Gangsystem (vergleichbar mit einem Fuchsbau) besteht. Durchströmt bei der Atmung nun die Luft dieses Vlies, so sind Partikel und Aerosole im Luftstrom schnellen Richtungsänderungen unterworfen. Vor allem die größeren Partikel können aufgrund ihrer Trägheit diese schnellen Richtungsänderungen nicht bewerkstelligen und prallen an die Wand des Gangsystems. Dieser Vorgang wird Impaktion genannt⁶.
2. Die Oberfläche des Vliesmaterials ist elektrostatisch aufgeladen, ebenso wie die Oberfläche von Aerosolen und Partikeln. Durch die elektrostatische Wechselwirkung (Anziehung und Abstoßung) werden vor allem die kleineren Partikel und Aerosole mit einer geringeren Masse im Vlies absorbiert.

Der zuletzt genannte, elektrostatische Mechanismus betrifft vor allem Partikel mit einer Größe unterhalb von $3\text{ }\mu\text{m}$ ⁵, also vor allem die Partikel, die bei der normalen Atmung abgegeben werden und die sich länger im Schwebezustand halten können²⁷.

FFP-Masken sind per Definition filtrierende Halbmasken, die sowohl feste Partikel als auch Aerosole abscheiden⁸. FFP-Masken sind nach der europäischen Norm EN 149:2001+A1:2009 normiert. Diese Norm beschreibt die Messung der Leckage an der menschlichen Testperson sowie die erlaubten Widerstände des Maskenmaterials. Die Prüfung der Filterleistung erfolgt nach EN 13274-7:2019 mit Aerosolen, die einen MMAD von 0,06 bis 0,1 μm (mit einer geometrischen Standardabweichung von 2-3) haben. Hierbei müssen die verschiedenen Filterklassen folgende Leistungen erfüllen:

Klasse	Filterleistung bei einem Fluss von 95 l/min	Erlaubte Leckage	Max. Widerstand bei der Einatmung (mbar / 95 l/min)	Max. Widerstand bei der Ausatmung (mbar / 160 l/min)
FFP1	80 %	25 %	2,1	3
FFP2	94 %	11 %	2,4	3
FFP3	99 %	5 %	3	3

Tabelle 1

Der Test zur Filterleistung wird mit einem konstanten Fluss von 95 l/min durchgeführt. Flussraten in dieser Höhe werden bei der Einatmung unter Belastung durchaus erreicht ⁹.

Technische Aspekte bei der Anwendung einer FFP-Maske:

Die beim Atmen in der Maske entstehenden Drücke bzw. Unterdrücke (Tabelle 1) sind deutlich spürbar. Diese hohen Drücke bewirken auch, dass bei nicht dicht sitzender Maske die Leckageflüsse aufgrund der oben beschriebenen physikalischen Gesetzmäßigkeiten sehr hoch sein können. Diese Leckageflüsse entstehen vor allem im Nasenbereich und können die Filterleistung der Maske erheblich reduzieren¹⁰. Solche Leckagen bei FFP-Masken treten vor allem bei erhöhter Atemanstrengung und erhöhter Atemfrequenz auf¹¹¹²¹³. Anders als in den USA und England ist in Europa bei der Benutzung einer FFP-Maske (in den USA N 95 Maske) kein Test auf Dichtigkeit vorgeschrieben, lediglich vom Tragen eines Bartes bei der Anwendung von FFP-Masken wird abgeraten¹⁴. Das in den USA vorgeschriebene Testverfahren auf Dichtigkeit vor Nutzung einer N 95 Maske ist sehr komplex und umfasst unter anderem Geruchstests mit bestimmten Substanzen während der Träger verschiedene Bewegungsmuster durchführen muss¹⁵. Studien an medizinischem Personal konnten zeigen, dass die Fehlerquote bei der Anpassung der FFP-Masken erheblich ist und durch Schulung verbessert werden kann. Es gab aber Kombinationen von Probanden und Masken, bei denen keine zufriedenstellende Dichtigkeit erreicht werden konnte¹⁶. Bei der Herstellung der Maskenform können sich Hersteller in den USA an einer Testbatterie von normierten Kunstköpfen orientieren, die durch die Vermessung von tausenden von US Bürgern erstellt wurden¹⁷. Einen ähnlichen Ansatz gibt es für FFP-Masken in Europa nicht, insbesondere ist die Frage nicht beantwortet, inwieweit die Passform für nicht-Erwachsene gewährleistet werden kann. FFP-Masken dürfen entsprechend ihrer Norm ein Ausatemventil haben, welches ungefilterte Luft abgibt.

FFP-Masken stellen momentan gemäß den Kriterien ihrer Norm den bestmöglichen Selbstschutz vor der Inhalation virenhaltiger Aerosole dar. Daher begrüßt die DGP die Initiative der Bundesregierung und der Länder, grundsätzlich die Empfehlung zum Tragen von FFP-Masken in der Bevölkerung auszusprechen.

Allerdings sieht die DGP das Problem, dass durch inkorrekte Handhabung bzw. Anwendung und mangelhafte Passform keine ausreichende Schutzwirkung erzielt wird. Daher muss mehr Aufklärung in der Bevölkerung erfolgen, wie die Masken zu tragen sind. FFP-Masken mit Ausatemventil bieten keinen Fremdschutz und sollten von der Empfehlung ausgenommen werden.

Datenlage zum Infektionsschutz durch FFP-Masken:

Die klinischen Daten zur Effektivität von FFP-Masken für den Infektionsschutz des Trägers sind durchaus bescheiden.

Seite 4 | 9

Frühere vergleichende Studien vor der COVID-Pandemie konnten keine Überlegenheit von FFP-Masken gegenüber chirurgischen Mund-Nasen-Masken hinsichtlich der Infektionsrate bei unterschiedlichen Infektionskrankheiten zeigen¹⁸¹⁹. Trotzdem soll aufgrund der höheren Filtrationsleistung bei Kontakt mit einer mit SARS-CoV2 infizierten Person in einer medizinischen Einrichtung das Tragen einer FFP-Maske oder eines höherwertigen Atemschutzes erfolgen. Dies entspricht den Vorgaben des RKI. An dieser Stelle sei aber darauf hingewiesen, dass nur geprüfte Masken zur Anwendung kommen sollten. In einer Untersuchung an 15 verschiedenen FFP-Masken, die einer Klinik im Rahmen der Sars-CoV-2 Pandemie zur Verfügung standen, haben 33% der Masken die vorgegebene Filterleistung z.T. deutlich unterschritten, obwohl diese Masken einen Aufdruck der Norm und teilweise auch eine komplette CE Nummer aufwiesen²⁰. Dieser Missstand ist den zuständigen Behörden bekannt²¹.

Die DGP empfiehlt daher zunächst alle, auch die im Rahmen des Sonderzulassungsverfahrens zugelassenen FFP-Masken, nach der gültigen Norm (EN 149) zu überprüfen.

Wiederverwendbarkeit von FFP-Masken:

FFP-Masken verlieren ihre elektrostatischen Eigenschaften und somit einen Teil ihrer Filterleistung, wenn sie nass werden. Dies würde z.B. bei einem Waschvorgang passieren. Sars-CoV-2 Viren haben außerhalb ihres Wirtes jedoch nur eine begrenzte Überlebenszeit. Auf festen Oberflächen konnte nach 96 Stunden kein vitales Virus mehr nachgewiesen werden²². Eine aktuelle Initiative der Fachhochschule Münster empfiehlt daher das siebentägige Lagern von FFP-Masken an der Luft vor erneuter Wiederverwendung²³. Alternativ schlägt das Gremium eine Trocknung über 60 Minuten bei konstant 80 °C im Backofen vor. Beide Verfahren werden mit an Sicherheit grenzender Wahrscheinlichkeit keine vitalen Viren auf der Maske belassen. Jedoch können sich bei der Nutzung der Maske auf deren Oberfläche auch Bakterien ansammeln, die mit den angegebenen Verfahren nicht zuverlässig zu beseitigen oder zu inaktivieren sind.

Nach Auffassung der DGP gibt es derzeit keinen hygienisch validierten und in der Breite durchführbaren Aufbereitungsalgorithmus, der eine benutzte FFP-Maske in ihren Ausgangszustand versetzt.

Filtrationsleistung von Community-Masken:

Im Gegensatz zu FFP-Masken unterliegen die in der Regel aus textilen Stoffen gefertigten Mund-Nasen-Masken (im weiteren Community Masken genannt) keiner Normenvorgabe. Bei der Materialauswahl haben die großen Hersteller von Community Masken daher zunächst Stoffe verwendet, die verfügbar waren, bevorratet waren oder schnell hergestellt werden konnten. Eine Stichprobenuntersuchung der Filtrationsleistung von Community Masken großer Hersteller im Frühjahr 2020 zeigt daher eine große Bandbreite an Messdaten mit Filtrationsleistungen zwischen 35 und 89 %²⁴. Informationen über die Filtrationsleistungen verschiedener textiler Stoffe und synthetischer Gewebe sind publiziert²⁵²⁶⁵. Die Filtrationsleistung von Community-Masken kann durch das Hinzufügen weiterer Lagen gesteigert werden. Dabei steigt die Filtrationsleistung nach der Formel:

1-(1-Filtrationsleistung einer Lage)^{Anzahl der Lagen} während die Zunahme des Luftwiderstandes durch Hinzunahme einer weiteren Lage sich addiert⁵. Der relative Zugewinn an Filtrationsleistung ist daher immer geringer als die relative Zunahme des Luftwiderstandes. Damit ist die Addition weiterer Lagen nur bedingt sinnvoll. Durch die unterschiedliche Filtrationsleistung für geladene und ungeladene Aerosole konnte gezeigt werden, dass organische Materialien, wie z. B. Baumwolle, keine elektrostatischen Eigenschaften haben im Gegensatz zu Materialien mit synthetischen Fasern⁵.

Seite 5 | 9

Die Eigenschaft der Elektrostatik kann man sich auch bei Community-Masken zunutze machen, indem man elektrostatisch aktivierte oder aktivierbare Stoffe (Membranen) verwendet. Hierdurch lassen sich Masken herstellen, die waschbar sind und nach der Trocknung durch einfaches Reiben der Membranen gegeneinander elektrostatisch aufgeladen werden können. So erreichen diese Masken eine Filterleistung, die im Bereich von FFP-Masken liegt²⁷²⁸²⁹. Masken dieser Bauart befinden sich gerade kurz vor der Markteinführung.

Für Community Masken gilt, wie für alle anderen Maskentypen auch, dass die Leckage zwischen Maskenstoff und Gesichtshaut so gering wie möglich zu halten ist, da jede Leckage die Filterleistung reduziert⁵. Von der Bauart bzw. Form der Maske her unterscheidet man Community-Masken, die einen glatten, zweidimensionalen Zuschnitt haben, der dem einer chirurgischen Maske gleicht und Masken, die sich durch ihre vorgeformte Trichterform, ähnlich einer FFP-Maske, den Konturen des Gesichtes annähern und somit einen besseren Abschluss finden. Auch ohne dass hierzu Studien vorliegen werden vorgeformte Maskendesigns in der Regel eine bessere Passform und somit eine geringere Leckage haben und sind daher zu bevorzugen.

Die Weiterentwicklung von Community-Masken mit elektrostatischen Eigenschaften, die gereinigt und wiederverwendet werden können, ohne den Filterschutz zu verlieren, wird von der DGP begrüßt. Ihre Rolle als Alternative zur Verwendung von FFP-Masken für die Bevölkerung ist jedoch vor Einführung noch zu prüfen.

Chirurgische Masken nach EN 14683

Chirurgische Masken wurden ursprünglich entwickelt, um das Operationsfeld vor einer bakteriellen Verunreinigung durch den Operateur zu schützen³⁰³¹.

Die Norm unterscheidet drei Klassen mit unterschiedlicher Leistungsanforderung:

Prüfung	Typ I	Typ II	Typ IIR
Bakterielle Filterleistung (BFE), (%)	≥ 95	≥ 98	≥ 98
Druckdifferenz (Pa/cm ²)	< 40	< 40	< 60
Druck des Spritzwiderstandes (kPa)	entfällt	entfällt	≥ 16
Mikrobiologische Reinheit (KBE/g)	≤ 30	≤ 30	≤ 30

Tabelle 2

Sie werden gemäß EN 14683 mit Aerosolen geprüft, die einen MMAD von $3 \pm 0,3 \mu\text{m}$ haben und somit deutlich größer sind als Aerosole, die bei der normalen Atmung entstehen². Durch den zweidimensionalen Zuschnitt der chirurgischen Masken entsteht in der Regel eine

unsichere Abdichtung zum Gesicht hin. Die einzige während der aktuellen Corona-Pandemie durchgeführte randomisierte Interventionsstudie zur Effektivität von chirurgischen Masken konnte keine Reduktion der Infektionsrate durch chirurgische Masken feststellen³² Seite 6 | 9

Chirurgische Masken sind nach Einschätzung der DGP daher weniger gut geeignet, die Übertragung von Sars-CoV-2 von Mensch zu Mensch zu unterbinden.

Besondere Betrachtung der Normen EN 14683 und EN 149 im Kontext einer viralen Pandemie

Die Masken nach EN 14683 dienen ursprünglich dem Fremdschutz wie weiter oben bereits dargestellt. Sie messen die bakterielle Filterleistung. Die Norm gibt folgenden Hinweis in Bezug auf die Anwendung chirurgischer Masken:

„Falls die bestimmungsgemäße Anwendung der Maske darin besteht, den Träger gegen infektiöse Keime zu schützen (Bakterien, Viren oder Pilze), ist die Nutzung einer Atemschutzvorrichtung in Übereinstimmung mit der Richtlinie (89/686/EWG) bzw. der Verordnung (EU) 2016/425 über persönliche Schutzausrüstung (PSA) angebracht. Leistungsanforderungen an Atemschutzgeräte fallen in den Anwendungsbereich von EN 149“³³.

Die Ausführungen in der Norm weisen daher selbst schon darauf hin, dass Produkte nach EN 14683 für den Selbstschutz ungeeignet sind.

Im Gegensatz zum chirurgischen Mund-Nasen-Schutz nach DIN EN 14683 sind FFP-Masken der EN 149 Norm keine Medizinprodukte, sondern zählen zur persönlichen Schutzausrüstung und werden durch die EU-Verordnung 2016/425 geregelt. Das zuständige Gremium für die EN 149 ist der Normenausschuss Feinmechanik und Optik⁸. Nach EN 149 zugelassene Halbmasken dienen zum Schutz sowohl gegen Stäube und Aerosole. **Es wird lediglich die nach innen gerichtete Leckage überprüft. Somit stellt das Prüfverfahren lediglich den Selbstschutz des Trägers sicher und lässt den Fremdschutz außer Acht.**

Aus Sicht der DGP sind hier folgende drei Punkte, die bereits weiter oben schon einmal aufgeführt wurden, von entscheidender Bedeutung:

1. Hohe Filterleistung des Maskengewebes für respirable Partikel
2. Geringer Luftwiderstand des Maskengewebes
3. Guter Abschluss am Gesicht mit geringer Leckage bei Ein- und Ausatmung.

Die derzeitige Pandemiesituation zeigt, dass die aktuellen Methoden zur Prüfung der Masken nicht allen Anforderungen gerecht werden. Daher ist es aus Sicht der DGP sinnvoll, die Prüfmethoden anzupassen. Unter anderem sollte dabei auch der ökologische Aspekt (Wiederverwendbarkeit der Masken) mitberücksichtigt werden.

Anwendung von Masken bei Patienten mit Herz- und Lungenerkrankungen

Die DGP hat bereits in ihrem Positionspapier zur Wirksamkeit von Masken für den Fremd- und Eigenschutz⁷ darauf hingewiesen, dass jede Maske in Abhängigkeit von ihrem Luftwiderstand und der Dichtigkeit an der Gesichtshaut die Atemarbeit erhöht. Patienten mit Herz- und/oder Kreislauferkrankungen sollten daher im Einzelfall in Abhängigkeit vom

Erkrankungsstadium mittels einer Blutgasanalyse oder Belastungsuntersuchung mit Maske evaluiert werden.

Seite 7 | 9

Alle Entscheidungen über die Verwendung von medizinischer und persönlicher Schutzausrüstung müssen vor dem Hintergrund getroffen werden, dass es länderübergreifend zu keiner Verknappung benötigter Güter im medizinischen Bereich kommen darf.

1. Die DGP begrüßt grundsätzlich die Initiative der Regierung, den Infektionsschutz durch das Tragen qualitativ guter Masken zu verbessern.
2. FFP-Masken und chirurgische Masken wurden zu anderen Zwecken entwickelt und stellen für den Eigen- und Fremdschutz der Bevölkerung gegenüber infektiösen Aerosolen einen Kompromiss dar.
3. Community -Masken mit elektrostatischen Filtereigenschaften können die Filtrationsleistung einer FFP-Maske erreichen und könnten so eine wiederverwendbare Alternative darstellen.
4. Alle Masken können bei falscher Handhabung (unzureichende Anpassung) und daraus resultierenden Leckagen erheblich an Filterleistung verlieren. Deshalb müssen Masken eng auf der Gesichtshaut anliegen. Auf Masken mit Expirationsventil sollte verzichtet werden.
5. Die dauerhafte Wiederverwendung und Wiederaufbereitung von FFP-Masken durch Ablagern oder Erhitzen auf 80 °C verhindert nicht die bakterielle Besiedlung und kann daher nicht als sichere Hygienemaßnahme empfohlen werden.
6. Die DGP begrüßt die Neuentwicklung von Masken, die den Erfordernissen des Infektionsschutzes gerecht werden und für den breiten Einsatz in der Bevölkerung geeignet sind.
7. Patienten mit Herz- und/oder Lungenerkrankungen sollten in Einzelfällen in Abhängigkeit vom Erkrankungsstadium mittels einer Blutgasanalyse oder Belastungsuntersuchung mit Maske evaluiert werden.

Referenzen

1. Bundesregierung. Das Vorsorgeprinzip hat für uns Vorrang.
<https://www.bundesregierung.de/breg-de/aktuelles/bund-laender-beschluss-1841048> (2021).
2. Scheuch, G. Breathing Is Enough: For the Spread of Influenza Virus and SARS-CoV-2 by Breathing only. *J. Aerosol Med. Pulm. Drug Deliv.* (2020) doi:10.1089/jamp.2020.1616.
3. Popa, A. *et al.* Genomic epidemiology of superspreading events in Austria reveals mutational dynamics and transmission properties of SARS-CoV-2. *Sci. Transl. Med.* **eabe2555**, (2020).
4. RKI. Informationen zu neuen SARS-CoV-2-Virusvarianten aus Großbritannien und Südafrika.
https://www.rki.de/DE/Content/InfAZ/N/Neuartiges_Coronavirus/Virusvariante_Großbritannien.html.
5. Drewnick, F. *et al.* Aerosol filtration efficiency of household materials for homemade face masks: Influence of material properties, particle size, particle electrical charge,

- face velocity, and leaks. *Aerosol Sci. Technol.* (2020) doi:10.1080/02786826.2020.1817846.
6. Köhler D, F. W. *Inhalationstherapie*. (Arcis Verlag, 2000).
7. Dellweg, D. *et al.* Stellungnahme der DGP zur Auswirkung von Mund-Nasenmasken auf den Eigen- und Fremdschutz bei aerogen übertragbaren Infektionen in der Bevölkerung. *Pneumologie* (2020) doi:10.1055/a-1175-8578.
8. Normenausschuss Feinmechanik und Optik (NAFuO) im DIN. EN 149:2001+A1:2009. (2009).
9. Holmér, I., Kuklane, K. & Gao, C. Minute volumes and inspiratory flow rates during exhaustive treadmill walking using respirators. *Ann. Occup. Hyg.* (2007) doi:10.1093/annhyg/mem004.
10. Dellweg, D., Haidl, P., Kerl, J., Maurer, L. & Köhler, D. Bench testing of noninvasive ventilation masks with viral filters for the protection from inhalation of infectious respirable particles. *J Occup Env. Hyg online ahe*, (2021).
11. Rengasamy, S., Eimer, B. C. & Szalajda, J. A quantitative assessment of the total inward leakage of nacl aerosol representing submicron-size bioaerosol through N95 filtering facepiece respirators and surgical masks. *J. Occup. Environ. Hyg.* (2014) doi:10.1080/15459624.2013.866715.
12. Grinshpun, S. A. *et al.* Performance of an N95 filtering facepiece particulate respirator and a surgical mask during human breathing: Two pathways for particle penetration. *J. Occup. Environ. Hyg.* (2009) doi:10.1080/15459620903120086.
13. He, X., Reponen, T., McKay, R. & Grinshpun, S. A. How does breathing frequency affect the performance of an N95 filtering facepiece respirator and a surgical mask against surrogates of viral particles? *J. Occup. Environ. Hyg.* (2014) doi:10.1080/15459624.2013.848037.
14. DGUV. Benutzung von Atemschutzgeräten. https://www.bgw-online.de/SharedDocs/Downloads/DE/Medientypen/DGUV_vorschrift-regel/DGUV-Regel112-190_Benutzung-von-Atemschutzgeraeten_Download.pdf?__blob=publicationFile (2011).
15. OSHA. Fit Testing Procedures. *1910.134 App A* <https://www.osha.gov/laws-regs/regulations/standardnumber/1910/1910.134AppA>.
16. Winter, S., Thomas, J. H., Stephens, D. P. & Davis, J. S. Particulate face masks for protection against airborne pathogens - one size does not fit all: an observational study. *Crit. Care Resusc.* (2010).
17. NIOSH. NIOSH Anthropometric Data and ISO Digital Headforms. <https://www.cdc.gov/niosh/npptl/topics/respirators/headforms/default.html> (2020).
18. Loeb, M. *et al.* Surgical mask vs N95 respirator for preventing influenza among health care workers: A randomized trial. *JAMA - J. Am. Med. Assoc.* (2009) doi:10.1001/jama.2009.1466.
19. Smith, J. D. *et al.* Effectiveness of N95 respirators versus surgical masks in protecting health care workers from acute respiratory infection: A systematic review and meta-analysis. *CMAJ* (2016) doi:10.1503/cmaj.150835.
20. Dellweg, D., Quast, R. & Haidl, P. Filterleistung von normierten partikelfilternden Halbmasken. *Pneumologie in Print*, (2021).
21. BAUA. Datenbank 'Gefährliche Produkte in Deutschland'. https://www.baua.de/DE/Themen/Anwendungssichere-Chemikalien-und-Produkte/Produktsicherheit/Produktinformation/Datenbank/Produktsicherheit_form.

html?resourceId=8684882&input_=8684884&pageLocale=de&searchEngineQueryString=schutzmasken&meldev=&meldev.GROUP=1&prodkat=&prodkat.GROUP=1&meld edatumVon=&melledatumBis=&submit=Suchen (2021). Seite 9 | 9

22. van Doremalen, N. *et al.* Aerosol and Surface Stability of SARS-CoV-2 as Compared with SARS-CoV-1. *N. Engl. J. Med.* (2020) doi:10.1056/nejmc2004973.
23. FH Muenster. Möglichkeiten und Grenzen der eigenverantwortlichen Wiederverwendung von FFP2-Masken für den Privatgebrauch. https://www.fh-muenster.de/gesundheit/images/forschung/ffp2/01_ffp2_info11012021_doppelseite_n.pdf (2021).
24. Maurer, L. *et al.* Community Masks During the SARS-CoV-2 Pandemic: Filtration Efficacy and Air Resistance. *J. Aerosol Med. Pulm. Drug Deliv.* (2020) doi:10.1089/jamp.2020.1635.
25. Davies, A. *et al.* Testing the efficacy of homemade masks: would they protect in an influenza pandemic? *Disaster Med. Public Health Prep.* (2013) doi:10.1017/dmp.2013.43.
26. Rengasamy, S., Eimer, B. & Shaffer, R. E. Simple respiratory protection - Evaluation of the filtration performance of cloth masks and common fabric materials against 20-1000 nm size particles. *Ann. Occup. Hyg.* (2010) doi:10.1093/annhyg/meq044.
27. Ghatak, B. *et al.* Design of a self-powered triboelectric face mask. *Nano Energy* (2021) doi:10.1016/j.nanoen.2020.105387.
28. Liu, G. *et al.* Self-Powered Electrostatic Adsorption Face Mask Based on a Triboelectric Nanogenerator. *ACS Appl. Mater. Interfaces* (2018) doi:10.1021/acsami.7b18732.
29. Bai, Y. *et al.* Washable Multilayer Triboelectric Air Filter for Efficient Particulate Matter PM2.5 Removal. *Adv. Funct. Mater.* (2018) doi:10.1002/adfm.201706680.
30. Frappier, A. & Forté, L. A Bacteriological Study of the New Surgical Mask 'Jel'. *C. - Can. Med. Assoc. J. / J. l'Association médicale Can.* (1936).
31. Gauthier, P. P. A COMPARATIVE STUDY OF THREE SURGICAL MASKS. *Can. Med. Assoc. J.* (1937).
32. Bundgaard, H. *et al.* Effectiveness of Adding a Mask Recommendation to Other Public Health Measures to Prevent SARS-CoV-2 Infection in Danish Mask Wearers. *Ann. Intern. Med.* (2020) doi:10.7326/m20-6817.
33. NA063-01-08AA. EN 14683:2019+AC:2019. www.beuth.de/go/kostenlose-normen (2019).